

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平3-285475

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成3年(1991)12月16日

H 04 N 5/325
A 61 B 6/00
G 03 B 42/02

B 7811-2K
8119-4C A 61 B 6/00
8119-4C

3 5 0 S
3 0 3 J

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全16頁)

⑮ 発明の名称 エネルギーサブトラクション画像生成方法

⑯ 特 願 平2-94653

⑰ 出 願 平2(1990)4月10日

優先権主張 ⑱ 平2(1990)2月14日 ⑲ 日本(JP) ⑳ 特願 平2-32765

㉑ 発 明 者 伊 藤 渡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

㉒ 発 明 者 志 村 一 男 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

㉓ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

㉔ 代 理 人 弁理士 柳田 征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

エネルギーサブトラクション画像生成方法

2. 特許請求の範囲

- (1) 互いにエネルギーの異なる複数の放射線を該複数の放射線に対して互いに放射線吸収率の異なる複数の組織から構成される被写体に照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の原画像データに基づいて、前記被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データを求め、

前記第一の画像データを処理することにより前記第一の画像のノイズ成分が低減又は除去された第一の平滑化画像を表わす第一の平滑化画像データを求め、

前記原画像データから前記平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主として第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データを求めることを特徴とするエネルギーサブトラクション画像生成方法。

- (2) 互いにエネルギーの異なる複数の放射線を該複数の放射線に対して互いに放射線吸収率の異なる複数の組織から構成される被写体に照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の原画像データに基づいて、前記被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データを求める第一の処理を行なった後、前記第一の画像データを処理することにより前記第一の画像のノイズ成分が低減された第一の平滑化画像を表わす第一の平滑化画像データを求め、前記原画像データから該第一の平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主として第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データを求める第二の処理を行ない、該第二の処理の後、

前記第二の画像データを処理することにより前記第二の画像のノイズ成分が低減された第二の平滑化画像を表わす第二の平滑化画像データを求め、前記原画像データから該第二の平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主

として前記第一の組織が記録された新たな第一の画像を表わす新たな第一の画像データを求める第三の処理を行なうことを特徴とするエネルギーサブトラクション画像生成方法。

- (3) 請求項2記載の処理を行なった後、前記第三の処理により求められた前記新たな第一の画像データを前記第二の処理における前記第一の画像データとして再度前記第二の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第二の組織が記録された新たな第二の画像を表わす新たな第二の画像データを求める新たな第二の処理と、該新たな第二の画像データを前記第三の処理における前記第二の画像データとして再度前記第三の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第一の組織が記録された新たな第一の画像を表わす新たな第一の画像データを求める新たな第三の処理とを一回または複数回繰り返すことを特徴とするエネルギーサブトラクション画像生成方法。
- (4) 請求項2もしくは3記載の処理を行なった後、前記第三の処理もしくは前記新たな第三の処理に

より求められた前記新たな第一の画像データを前記第二の処理もしくは前記新たな第二の処理における前記第一の画像データとして再度前記第二の処理もしくは前記新たな第二の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第二の組織が記録された新たな第二の画像を表わす新たな第二の画像データを求めることを特徴とするエネルギーサブトラクション画像生成方法。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、放射線画像のエネルギーサブトラクション画像のノイズを低減させ、観察性能の優れた画像を得るエネルギーサブトラクション画像生成方法に関するものである。

(従来の技術)

記録された放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を再生記録することが種々の分野で行われている。たとえば、後の画像処理に適合するように設計されたガンマ値の低いX線フィルムを用いてX線画像を記録し、このX線画像が記録されたフィルムからX線画像を読み取って電気信号に変換し、この電気信号(画像データ)に画像処理を施した後コピー写真等に可視像として再生することにより、コントラスト、シャープネス、粒状性等の画質性能の良好な再生画像を得ることの出来るシステムが開発されている(特公昭61-5193号公報参照)。

また本出願人により、放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等)を照射するとこの放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じた光量の輝尽発光光を放射する蓄積性蛍光体(輝尽性蛍光体)を利用して、人体等の被写体の放射線画像を一旦シート状の蓄積性蛍光体に撮影記録し、蓄積性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得られた輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に基づいて被写体の放射線画像を写真感光材料等の記録材料、CRT等に可視像として出力させる放射線記録再生システムがすでに提案されている(特開昭55-12429号、同56-11395号、同55-0163472号、同56-164845号、同55-116840号等)。

このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露光域にわたって画像を記録し得るという実用的な利点を有している。すなわち、放射線露光量に對す

る、蓄積後に励起によって発光する輝尽発光光の光量が極めて広い範囲に渡って比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽発光光を読み取りゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号（画像データ）に変換し、この画像データを用いて写真感光材料、CRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力することによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

上記のようにX線フィルムや蓄積性蛍光体シート等を用いるシステムにおいて、記録された複数の放射線画像を読み取って複数の画像データを得た後、これらの画像データに基づいて上記放射線画像のサブトラクション処理を施すことがある。

ここで、放射線画像のサブトラクション処理とは、互いに異なった条件で撮影された複数の放射線画像の差に対応する画像を得る処理をいい、具体的にはこれら複数の放射線画像を所定のサン

プリング間隔で読み取って各放射線画像に対応する複数のデジタルの画像信号を得、これら複数のデジタルの画像信号の各対応するサンプリング点毎に減算処理を施すことにより、放射線画像中の特定の被写体部分のみを強調または抽出した放射線画像を得る処理をいう。

このサブトラクション処理には基本的には次の二つがある。すなわち、造影剤の注入により被写体の特定の部分（たとえば人体を被写体としたときの血管等）が強調された放射線画像から造影剤が注入されていない放射線画像を引き算（サブトラクト）することによって被写体の特定の部分（たとえば血管等）を抽出するいわゆる時間サブトラクションと、被写体の特定の部分が互いに異なるエネルギーを有する放射線に対して異なる放射線吸収率を有することを利用して、同一の被写体に対して互いに異なるエネルギーを有する放射線を照射してこれら互いに異なるエネルギーを有する各放射線による複数の放射線画像を得、これら複数の放射線画像を適当に重み付けしてその差

を演算することによって被写体の特定部分を抽出するいわゆるエネルギーサブトラクションとがある。本出願人も蓄積性蛍光体シートを用いたエネルギーサブトラクションについて提案している（特開昭59-83486号公報、特開昭60-225541号公報参照）。

（発明が解決しようとする課題）

上記エネルギーサブトラクション処理後の画像は処理前の複数の放射線画像（以下エネルギーサブトラクション処理前の放射線画像を「原画像」と称する。）を減算処理することにより得られた画像であるため、原画像と比べS/N比が低下し見にくい画像になってしまうという問題点がある。

例えば人体の胸部のように軟部および骨部から構成された被写体に互いにエネルギーの異なる放射線を照射して複数の放射線画像を得、これら複数の放射線画像を読み取ってこれら複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の画像データを得、これら複数の画像データに基づいてエネルギーサブトラクション処理を行なって被写体の主として

軟部が記録された軟部画像を表わす軟部画像データもしくは被写体の主として骨部が記録された骨部画像を表わす骨部画像データを求め、求められた軟部画像もしくは骨部画像を観察の対象とする場合がある。この軟部画像、骨部画像はそれぞれ骨部、軟部の陰影が消去された画像であるため、骨部もしくは軟部に隠れてしまっていた陰影や骨部もしくは軟部の影響で見にくくなってしまっていた陰影を浮かび上がらせることができ、所定の観察目的に良くマッチングする場合がある。しかし前述したようにこれら軟部画像、骨部画像はサブトラクション処理により得られた画像であるため、原画像と比べノイズ成分が強調され、この点からはむしろ観察適性が悪化してしまっていた。

本発明は、上記事情に鑑み、サブトラクション処理前の原画像とほぼ同程度にまでノイズを低減した観察適性の優れたサブトラクション画像を生成する方法を提供することを目的とするものである。

（課題を解決するための手段）

本発明のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、

互いにエネルギーの異なる複数の放射線を該複数の放射線に対して互いに放射線吸収率の異なる複数の組織から構成される被写体に照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の原画像データに基づいて、前記被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データを求め、

前記第一の画像データを処理することにより前記第一の画像のノイズ成分が低減又は除去された第一の平滑化画像を表わす第一の平滑化画像データを求め、

前記原画像データから前記平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主として第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データを求めることを特徴とするものである。

ここで、上記方法を実施するに際し、上記方法をさらに細かなステップに分解することや演算の

前記第二の画像データと前記ノイズ画像データとを加算処理することにより前記被写体中の主として第二の組織が記録された新たな第二の画像を表わす新たな第二の画像データを求める態様が挙げられる。

この態様は、後述する実施例で示すように、上記本発明の第一のエネルギーサブトラクション画像生成方法と実質的に同一の演算を行なうものであり、本発明にはこのような実質的に同一の各種態様が含まれるものである。

また、本発明の第二のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、

互いにエネルギーの異なる複数の放射線を該複数の放射線に対して互いに放射線吸収率の異なる複数の組織から構成される被写体に照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の原画像データに基づいて、前記被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データを求める第一の処理を行なった後、前記第一の画像データを処理することにより前

順序を変更すること等表面的には各種変形した方法を採用して上記方法と実質的に同一の方法を実現することができる態様もあり、本発明は実質的に同一の各種方法を包含する概念として把握されるものである。

例えば、表現上は異なるものの、上記本発明と実質的に同一の方法の例としては、

互いにエネルギーの異なる複数の放射線を該複数の放射線に対して互いに放射線吸収率の異なる複数の組織から構成される被写体に照射して得られた複数の放射線画像のそれぞれを表わす複数の原画像データに基づいて、前記被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データと、前記被写体中の主として第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データとを求め、

前記第一の画像データを処理して前記第一の画像の主として低空間周波数成分となる前記第一の組織成分が低減又は除去されたノイズ画像を表わすノイズ画像データを求め、

記第一の画像のノイズ成分が低減された第一の平滑化画像を表わす第一の平滑化画像データを求めて、前記原画像データから該第一の平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主として第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データを求める第二の処理を行ない、該第二の処理の後、

前記第二の画像データを処理することにより前記第二の画像のノイズ成分が低減された第二の平滑化画像を表わす第二の平滑化画像データを求めて、前記原画像データから該第二の平滑化画像データを減算処理することにより、前記被写体の主として前記第一の組織が記録された新たな第一の画像を表わす新たな第一の画像データを求める第三の処理を行なうことを特徴とするものである。

ここで前記第二のエネルギーサブトラクション画像生成方法における前記第二の処理、第三の処理を繰り返し行ない、これによりさらに画質性能の良好な画像を得ることも可能である。即ち、本発明の第三のエネルギーサブトラクション画像生

成方法は、前記第二のエネルギーサブトラクション画像生成方法における各処理を行なった後、前記第三の処理により求められた前記新たな第一の画像データを前記第二の処理における前記第一の画像データとして再度前記第二の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第二の組織が記録された新たな第二の画像を表わす新たな第二の画像データを求める新たな第二の処理と、該新たな第二の画像データを前記第三の処理における前記第二の画像データとして再度前記第三の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第一の組織が記録された新たな第一の画像を表わす新たな第一の画像データを求める新たな第三の処理とを一回または複数回繰り返すことを特徴とするものである。

また、前記第二もしくは第三のエネルギーサブトラクション画像生成方法を適用して、最終的に被写体の第二の組織が記録された第二の画像を表わす第二の画像データを求めることも可能である。即ち、本発明の第四のエネルギーサブトラクシ

ョン画像生成方法は、前記第二もしくは第三のエネルギーサブトラクション画像生成方法における処理を行なった後、前記第三の処理もしくは前記新たな第三の処理により求められた前記新たな第一の画像データを前記第二の処理もしくは前記新たな第二の処理における前記第一の画像データとして再度前記第二の処理もしくは前記新たな第二の処理を行なうことにより、前記被写体の主として前記第二の組織が記録された新たな第二の画像を表わす新たな第二の画像データを求めることを特徴とするものである。

ここで上記第二～第四のエネルギーサブトラクション画像生成方法には、上記第一のエネルギーサブトラクション画像生成方法と同様なステップが含まれており、したがって上記第一のエネルギーサブトラクション画像生成方法について説明したと同様に、上記第二～第四のエネルギーサブトラクション画像生成方法も実質同一の各種の態様を包含する概念として把握されるものである。また、実質同一を含めた上記各方法を含みさえすれば

ば本発明に含まれることは当然であり、例えば本発明を実施する前に他の方法によるノイズ低減化処理等のステップが含まれていてもよく、本発明を実施した後にさらにノイズを低減化させるための他のステップが含まれていてもよい。

尚、上記各エネルギーサブトラクション画像生成方法における「第一の画像」（上記「新たな第一の画像」を含む）と上記「第二の画像」（上記「新たな第二の画像」を含む）はエネルギーサブトラクション処理により得られた、同一被写体の互いに異なる組織の陰影が強調もしくは抽出された2つの画像をいい、特定のものに限定されるものではないが、例えば前述した軟部画像と骨部画像や、人体の乳房を被写体とした場合の、乳房が強調された画像と悪性腫瘍が強調された画像等という。

（作 用）

エネルギーサブトラクション処理により得られた画像は、サブトラクション処理（減算処理）を行なったためにS/N比が低下したものであるこ

とに注目することにより本発明に想到したものである。

即ち、本発明の第一のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、サブトラクション処理により得られる2つの画像（第一の画像および第二の画像）のうちの一方の第一の画像を求め、この画像にノイズ部分が低減または除去された第一の平滑化画像を求め、原画像からこの第一の平滑化画像を減算処理するようにしたため、もとの原画像と同程度までノイズが低減され観察適性の優れた第二の画像が生成される。

ここで、高画質の第二の画像を得るためには、上記第一の平滑化画像を求めるに際して被写体の第一の組織の陰影は保存したままノイズ成分のみを削除する必要がある。ところが第一の組織の陰影とノイズ成分とはその空間周波数成分の一部が互いに重なっており、このため極力ノイズ成分のみを取り除くような非線形フィルタを用いたとしても第一の組織の陰影とノイズ成分との完全な分離にはおのずから限界がある。

そこで、本発明の第二～第四のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、一回のノイズ低減処理でノイズを完全に分離することを放棄し、ノイズ低減処理を繰り返すことにより、ノイズが低減された観察適性の優れた画像を生成するものである。

即ち、本発明の第二のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、第一の画像データを処理することによりノイズ成分を低減し、その後第二の画像データを求めて該第二の画像データを処理することによりさらにノイズ成分を低減することにより新たな第一の画像データを求めるようにしたものであり、上記2回のノイズ低減処理においてそれぞれ得意とするノイズ成分の低減化を行なうことができ、上記第一のエネルギーサブトラクション画像生成方法よりもさらにノイズが低減された、さらに観察適性の優れた画像が生成される。

また、本発明の第三のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、上記第二のエネルギーサブトラクション画像生成方法を繰り返すことにより

る。被写体4を透過したX線3aは第一の蓄積性蛍光体シート5に照射され、X線3aのエネルギーのうち比較的低エネルギーのX線が該第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積され、これにより該シート5に被写体4のX線画像が蓄積記録される。シート5を透過したX線3bはさらに低エネルギーのX線をカットするフィルタ6を透過し、該フィルタ6を透過した高エネルギーX線3cが第二の蓄積性蛍光体シート7に照射される。これにより該シート7にも被写体4のX線画像が蓄積記録される。被写体4には、サブトラクション処理を行なうにあたって2つのX線画像の位置合わせを行なうための基準となる2つのマーク8が付されている。

尚、上記X線撮影装置は一回の撮影で2枚のシート5、7にX線画像を蓄積記録するものであるが、時間的に相前後した2つのタイミングでそれぞれ1枚ずつ撮影を行なってもよい。

第10図は、X線画像読取装置と本発明のエネルギーサブトラクション画像生成方法を実施するための画像処理表示装置の斜視図である。

さらにノイズ低減化を図るものであり、各ノイズ低減処理において互いに得意とするノイズ低減処理を分担させることができ、さらにノイズが低減された画像が生成される。

また、本発明の第四のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、上記第二もしくは第三のエネルギーサブトラクション画像生成方法を行なった後、この第二もしくは第三のエネルギーサブトラクション画像生成方法により得られた新たな第一の画像データについてノイズ低減処理を行なって原画像との減算処理を行なうようにしたため、ノイズ成分の低減化された新たな第二の画像が生成される。

(実施例)

以下、図面を参照して、本発明の実施例について説明する。尚ここでは前述した蓄積性蛍光体シートを用いる例について説明する。

第9図は、X線撮影装置の概略図である。

このX線撮影装置1のX線管2から発せられたX線3により被写体(人体の胸部)4が照射され

第9図に示すX線撮影装置1で撮影が行なわれた後、第一および第二の蓄積性蛍光体シート5、7が一枚ずつX線画像読取装置10の所定位置にセットされる。ここでは、第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積記録された第一のX線画像の読取りの場合について説明する。

所定位置にセットされた、第一のX線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シート5は、図示しない駆動手段により駆動されるエンドレスベルト等のシート搬送手段15により、矢印Y方向に搬送(副走査)される。一方、レーザ光源16から発せられた光ビーム17はモータ18により駆動され矢印Z方向に高速回転する回転多面鏡19によって反射偏向され、f θ レンズ等の集束レンズ20を通過した後、ミラー21により光路をかえて蓄積性蛍光体シート14に入射し、副走査の方向(矢印Y方向)と略直角な矢印X方向に主走査する。蓄積性蛍光体シート14の、光ビーム17が照射された箇所からは、蓄積記録されているX線画像情報に応じた光量の輝尽発光光22が発せられ、この輝尽発光光22

は光ガイド23によって導かれ、フォトマルチプライヤ(光電子増倍管)24によって光電的に検出される。光ガイド23はアクリル板等の導光性材料を成形して作られたものであり、直線状をなす入射端面23aが蓄積性蛍光体シート14上の主走査線にそって延びるように配され、円環状に形成された射出端面23bにフォトマルチプライヤ24の受光面が結合されている。入射端面23aから光ガイド23内に入射した輝尽発光光22は、該光ガイド23の内部を全反射を繰り返して進み、射出端面23bから射出してフォトマルチプライヤ24に受光され、放射線画像を表わす輝尽発光光22がフォトマルチプライヤ24によって電気信号に変換される。

フォトマルチプライヤ24から出力されたアナログ信号Sは、ログアンプ25で対数的に増幅された後、A/D変換器26に入力され、サンプリングされて、デジタルの画像信号S0が得られる。この画像信号S0は第一の蓄積性蛍光体シート5に蓄積記録された第一のX線画像を表わすものであり、ここでは第一の画像信号S0₁と呼ぶ。この

第一および第二のX線画像信号S0₁、S0₂は、第1図に示すそれぞれ第一のX線画像41、第二のX線画像42を担持する信号である。第一のX線画像41は比較的低エネルギーX線による画像であり、第二のX線画像42は比較的高エネルギーX線による画像であるが、互いに軟部および骨部の濃度は異なるものの両者ともこれら軟部および骨部の双方が記録された原画像である。

これら第一および第二のX線画像信号S0₁、S0₂は第10図に示す画像処理表示装置30内の内部メモリから読み出され、先ずこれら2つの画像信号S0₁、S0₂がそれぞれ担持する各X線画像41、42の相対的な位置合わせが画像信号上で行なわれる(特開昭58-163338号公報参照)。この位置合わせは、第1図に示す2つのマーク8が重なるように2つのX線画像を相対的に直線的な移動および回転移動を行なうことにより行なわれる。

この後、サブトラクション処理が行なわれる。

ここでX線の吸収係数 μ を、被写体の軟部と骨部、および低エネルギーX線と高エネルギーX線

第一の画像信号S0₁は画像処理表示装置30内の内部メモリに一旦記憶される。

この画像処理表示装置30は、種々の指示を入力するキーボード31、指示のための補助情報や画像信号に基づく可視画像を表示するCRTディスプレイ32、補助記憶媒体としてのフロッピーディスクが装填され駆動されるフロッピーディスク駆動装置33、およびCPUや内部メモリが内蔵された本体部34が備えられている。

次に上記と同様にして、第二の蓄積性蛍光体シート7に蓄積記録された第二のX線画像を表わす第二の画像信号S0₂が得られ、この第二の画像信号S0₂も画像処理表示装置30内の内部メモリに一旦記憶される。

第1図は、画像処理表示装置内の内部メモリに記憶された第一および第二のX線画像を表わす2つの画像信号S0₁、S0₂に基づいて、該画像処理表示装置内で行なわれる処理の流れの一例を表わした図である。

画像処理表示装置内の内部メモリに記憶された、

とに分けて次のように定める。

μ_L^T : 低エネルギーX線による軟部の吸収係数

μ_H^T : 高エネルギーX線による軟部の吸収係数

μ_L^B : 低エネルギーX線による骨部の吸収係数

μ_H^B : 高エネルギーX線による骨部の吸収係数

このとき、2つの画像信号S0₁、S0₂の互に対応する画素毎に、式

$$S1 = S0_1 - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} S0_2 + C \quad \dots(1)$$

ただしCはバイアス成分を表わすに従って重み付け引き算を行なうことによって、骨部の陰影が抽出された骨部画像43(第3図参照)を表わす骨部画像信号S1が求められる。

また、式

$$S2 = \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} S0_2 - S0_1 + C' \quad \dots(2)$$

ただしC'はバイアス成分を表わすに従って重み付け引き算を行なうことにより軟部

画像を表わす軟部画像信号 S_2 を求めることができるが、本実施例ではこの演算は不要である。

さらに、式

$$S_0 = (S_{01} + S_{02}) / 2 \quad \dots(3)$$

に従って互に対応する各画素毎に加算処理を行なうことにより2つのX線画像41、42の重ね合わせ画像44が生成される。この重ね合わせ画像44も軟部および骨部の双方が記録された原画像である。この重ね合わせ画像44に代えてX線画像41もしくはX線画像42を用いることも可能であるが、重ね合わせ画像44は2つのX線画像41、42を重ね合わせたものであるためこれら各X線画像のいずれと比べてもノイズ成分が低減されており、したがってその後の処理に有利となる。

次に骨部画像信号 S_1 を処理することにより、骨部画像43に含まれるノイズ成分の抽出が行なわれる。

第2図は、骨部画像および骨部画像信号を処理して求めた画像の、空間周波数 f に対するスペクトルを表わした図である。

生する場合があり、さらに上記エッジ保存フィルタを用いるとハニカム状のアーチファクトが発生する場合があり、フーリエ変換する方法は演算に時間がかかるという問題がある。そこで本実施例では、上記いずれの方法とも異なる以下に示すヒストグラム適応フィルタを用いた平滑化が行なわれる。この方法を用いると画像情報として必要なエッジ（互いに異なる2つの組織の陰影の境界を定めるステップ状の濃度変化）を保存したままかつ上記アーチファクトなしにノイズを除去することができ、また簡単な演算で短時間にノイズを除去することができるという長所を有する。

まず骨部画像の各画素毎に該画素を中心とした所定領域内の多数の画素の画像信号 S_1 のヒストグラムを作成する。

第3A図、第3B図は、上記のようにして求めた、ある画素（画像信号 S_1' ）を中心とした所定領域内の多数の画素に対応する画像信号 S_1 の出現頻度をプロットした、互いに異なる2つのヒストグラムを表わした図、

図に示すグラフ51が骨部画像43のスペクトルを表わしており、ノイズ成分53が含まれている。

ここで、先ず、骨部画像信号 S_1 に平滑化処理が行なわれる。この平滑化処理方法としては、例えば各画素に対し該画素を中心とした所定領域内の各画素に対応する画像信号の平均を求め、この平均値を中心の画素の画像信号とする単純な平均化処理方法、上記所定領域内の画像信号の中央値（メジアン）を中心の画素の画像信号とするというメジアンフィルタを用いる方法、上記所定領域内をさらに複数の小領域に分け、各小領域毎に分散を求めて分散の最も小さい小領域の平均値を中央の画素の画像信号の値とするエッジ保存フィルタ（V-フィルタ）を用いる方法、画像信号をフーリエ変換し、ノイズ成分に対応する高空間周波数成分を取り除いた後逆フーリエ変換する方法等を用いることができるが、上記ボケマスク処理方法はエッジがぼけるという欠点を有し、また上記メジアンフィルタを用いる方法は画素を入れ替えることになるので等高線状のアーチファクトが発生

第4図は、画像信号 S_1 と中央の画素の画像信号 S_1' との差を関数とした関数の一例を表わした図である。

第3A図、第3B図に示すようなヒストグラムを表わす関数を一般に $h(S_1)$ で表わし、絶対値 $|S_1 - S_1'|$ が増加するに従って単調減少する、例えば第4図に示すような関数を $f(S_1 - S_1')$ とする。このとき、式

$$g(S_1) = h(S_1) \times f(S_1 - S_1') \quad \dots(4)$$

に従って処理後の頻度を表わす関数 $g(S_1)$ を求める。この関数 $g(S_1)$ は、関数 $h(S_1)$ が第3A図に示すように複数の山を有する場合は中央の画素の画像信号 S_1' が属する山のみを抽出する作用を有する。

上記(4)式に従って関数 $g(S_1)$ を求めた後、該関数 $g(S_1)$ で重みづけをした画像信号 S_1 の平均的な値 $\overline{S_1}$ を求める。即ち、具体的には例えば関数 $g(S_1)$ の一次モーメントが次式に従って求められる。

$$\overline{S1} = \int g(S1) \times S1 dS1 / \int S1 dS1 \quad \dots(5)$$

骨部画像の各画素をそれぞれ中心の画素として上記(4)、(5)式に従う処理が行なわれ、これにより平滑化画像信号 $\overline{S1}$ （簡単のため、各画素に対応する画像信号と画像全体を表わす画像信号とで同一の記号を用いている。）が求められる。この平滑化画像信号 $\overline{S1}$ は第2図のグラフ52に示すように、主としてもとの骨部画像信号 $S1$ の高空間周波数成分を取り除いた信号であるが、エッジ近傍の画素については第3A図に示すようにその画素の属する山のみを抽出した後の平均的な値を求めた信号であるため、もとの骨部画像中のエッジはぼけることなく保存されている。

次に各画素毎に重ね合わせ画像44を表わす重ね合わせ画像信号 $S0$ （上記(3)式参照）から平滑化画像信号 $\overline{S1}$ を重みづけ引き算、即ち

$$S2' = S0 - \frac{\left(1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B}\right)}{2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T}\right)} \overline{S1} + C' \quad \dots(6)$$

但し C' はバイアス分を表わす。

を行なうことにより、画像情報としては上記(2)式で表わされる軟部画像と略同一の情報を担持するとともに上記(2)式で表わされる軟部画像よりもノイズ成分が低減された処理済軟部画像46（第1図参照）が求められる。

(6)式に従って求められた画像信号 $S2'$ は画像処理表示装置80のCRTディスプレイ32に送られ、この画像信号 $S2'$ に基づく可視画像がCRTディスプレイ32に再生表示される。

尚上記実施例は骨部画像信号 $S1$ を平滑化して原画像から引くことにより軟部画像信号 $S2'$ を求める例であるが、骨部画像を観察対象とする場合は、上記(2)式に基づいて軟部画像信号 $S2$ を求め、この軟部画像信号 $S2$ を平滑化して原画像か

ら引くことによりノイズ成分が低減された骨部画像を求めればよい。

次に第1図を参照して説明した上記実施例と実質同一の処理であり、したがって本発明に包含される他の実施例について説明する。

第5図は、この実質同一の実施例を説明するために、画像処理表示装置内の内部メモリに記憶された第一および第二のX線画像を表わす2つの画像信号 $S0_1$ 、 $S0_2$ に基づいて、該画像処理表示装置内で行なわれる処理の流れの他の例を示した図である。第1図と同一の要素には第1図に付した番号、記号を付し、第1図を用いて説明した箇所については重複説明を避けるために、ここでの説明は省略する。

2つのX線画像41、42から上記(1)式、(2)式に基づいて骨部画像43（骨部画像信号 $S1$ ）と軟部画像47（軟部画像信号 $S2$ ）が求められる。

次に前述した実施例と同様にして骨部画像信号 $S1$ を上記(4)式、(5)式に基づいて処理することにより、骨部画像43に含まれるノイズ成分が低減化

された平滑化画像信号 $\overline{S1}$ が求められ、その後各画素毎に骨部画像信号 $S1$ から平滑化画像信号 $\overline{S1}$ を引き算することにより、ノイズ成分のみが抽出されたノイズ画像48（ノイズ信号 S_N ）が求められる。

$$S_N = S1 - \overline{S1} \quad \dots(7)$$

このノイズ信号 S_N は第3図のグラフ53に示すように骨部画像のノイズ成分を抽出した信号である。ここで平滑化画像信号 $\overline{S1}$ は骨部画像のエッジの情報はたとえノイズ成分と同程度の高空間周波数であっても保存されているため、上記(7)式に従って骨部画像信号 $S1$ と平滑化画像信号 $\overline{S1}$ との差を求めることによりエッジの情報はきれいにキャンセルされ、したがってエッジの情報を失わせるような平滑化処理を行なった場合と比べ、ノイズ信号 S_N はより純粋に骨部画像のノイズ成分のみを担持した信号となる。

次にこのようにして求められたノイズ信号 S_N と軟部画像47（第5図参照）を表わす軟部画像信号 $S2$ とが各画素毎に重み付け足し算され、これ

により画像情報としては上記軟部画像47と略同一の情報を担持するとともに該軟部画像47よりもノイズ成分が低減された処理済軟部画像48が求められる。本実施例ではこの重み付け足し算は、式

$$S2' = \left\{ \left(1 + \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) S2 + \left(1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} \right) S_N \right\} / 2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) \quad \dots (8)$$

に従って行なわれ、これによりノイズ成分の一層の低減が図られる。

ここで第1図を参照して説明した実施例と第5図を参照して説明した実施例とは実質同一であることを説明する。

上記(8)式に上記(2)式で示される軟部画像信号S2および上記(7)式で示されるノイズ信号S_Nを代入する。尚、バイアス分(上記(2)式におけるC'等)は最終的に求められた画像全体の濃度(CRTディスプレイ表示装置等に表示する場合の輝度を含む)を調整するものであるため、ここでは省

略する。

(8)式に(2)式、(6)式を代入すると、

$$S2' = \left\{ \left(1 + \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} S0_2 - S0_1 \right) + \left(1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} \right) (S1 - \overline{S1}) \right\} / 2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) \quad \dots (9)$$

この(9)式にさらに上記(1)式で表わされる骨部画像信号S1を代入すると(バイアス分Cは無視する)、

$$S2' = \left\{ \left(1 + \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} S0_2 - S0_1 \right) + \left(1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} \right) \left(S0_1 - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} S0_2 - \overline{S1} \right) \right\} / 2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right) \quad \dots (10)$$

この(10)式を変形して整理すると、

$$S2' = (S0_1 + S0_2) / 2$$

$$= \frac{1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B}}{2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right)} \overline{S1} \quad \dots (11)$$

となり、さらに上記(3)式を代入すると、

$$S2' = S0$$

$$= \frac{1 + \frac{\mu_L^B}{\mu_H^B}}{2 \cdot \left(\frac{\mu_L^B}{\mu_H^B} - \frac{\mu_L^T}{\mu_H^T} \right)} \overline{S1} \quad \dots (12)$$

となる。この(12)式はバイアス分を除き上記(6)式と同一の式となる。即ち、第1図を参照して説明した実施例と第5図を参照して説明した実施例とは実質的に全く同一の処理を行なっていることになる。

第6図は、本発明の他の実施例の処理の流れを表わした図、

第7図は、第6図に示す各画像の所定の一方向についてのプロファイルを模式的に示した図である。

第6図において、第1図もしくは第5図と対応

する要素にはこれら第1図、第5図と同一の番号、記号を付し重複説明は省略する。

第7図(a),(b)はそれぞれX線画像(原画像)41, 42を模式的に表わした図であり、X線画像41, 42上の所定の方向(x方向)に沿った画像信号 S_{01} , S_{02} の値をプロットしたものであり、これらの画像信号 S_{01} , S_{02} には互いにその値は異なるものの様な軟部(図に斜線を施した部分)を表わす信号成分とステップ状に変化した骨部を表わす信号成分とが重畳され、かつランダムなノイズ成分が重畳されている。

2つのX線画像(原画像)41, 42を表わすこれら2つの画像信号 S_{01} , S_{02} に基づき上記(2)式に基づいて重みづけ減算処理(記号⊖で表わす)を行なうことにより軟部画像47を表わす軟部画像信号 S_2 が求められ、また2つの画像信号 S_{01} , S_{02} に基づき上記(3)式に基づいて加算処理(記号⊕で表わす)を行なうことにより重ね合わせ画像44を表わす重ね合わせ画像信号 S_0 が求められる。

線画像41, 42(第7図(a),(b))のいずれよりも増加している。

ここで軟部画像47(軟部画像信号 S_2 、第7図(d))に平滑化処理51(第6図参照)が施され、平滑化軟部画像51を表わす平滑化軟部画像信号 $\overline{S_2}$ (第7図(f))が求められる。この平滑化処理51では、軟部画像47の例えば1.0サイクル/mm以上の高空間周波数成分がカットされる。

次に重ね合わせ画像信号 S_0 から平滑化軟部画像信号 $\overline{S_2}$ が重みづけ減算され、これにより骨部画像52を表わす骨部画像信号 S_1' が求められる。この骨部画像信号 S_1' は第7図(g)に示されるように、骨部画像信号 S_1 (第7図(e))と比べランダムなノイズ成分が低減化されているが、軟部画像47を平滑化処理した影響が表われ、軟部画像の高空間周波数成分が若干混入している。

次に上記のようにして求められた骨部画像信号 S_1' に平滑化処理52が施される。ここで施される平滑化処理52では、骨部画像52の例えば0.5サイクル/mm以上の空間周波数帯にある低コントラ

第7図(c)は重ね合わせ画像信号 S_0 を模式的に表わした図であり、第7図(a),(b)と同様に、軟部を表わす様な信号成分(図に斜線を施した部分)とステップ的に変化した骨部を表わす信号成分と、さらにランダムなノイズ成分とが重畳されているが、このノイズ成分は第7図(a),(b)に示す2つのX線画像41, 42と比べ低減化されている。

また第7図(d)は、上記(2)式に基づいて求められた軟部画像信号 S_2 を表わした図である。様な軟部を表わす信号成分のみが抽出されているが、ランダムなノイズ成分は上記2つのX線画像41, 42(第7図(a),(b))のいずれよりも増加している。

また本実施例では求める必要はないが、仮に上記(1)式に基づいて骨部画像信号 S_1 を求めたとした場合の該骨部画像信号 S_1 を表わした図である。ステップ状に変化した骨部を表わす信号成分が抽出されているが、軟部画像信号 S_2 (第7図(d))と同様に、ランダムなノイズ成分は上記2つのX

ストの陰影(骨部画像信号 S_1' の変化の小さいもの)のみがカットされる。この処理方法としては、例えば所定の画素 P_0 に対して0.5サイクル/mmに対応する面積のウィンドウを考え、このウィンドウ内の各画素にそれぞれ対応する各信号 S_1' のうち、

所定の画素 P_0 に対応する信号 S_{10}' の値 \pm 所定値

内にある信号 S_1' の平均値を求めて該平均値を所定の画素 P_0 の新たな信号 S_{10}' とするフィルタを用いて骨部画像52上を走査する方法等が採用される。この平滑化処理52により、平滑化骨部画像53を表わす平滑化骨部画像信号 $\overline{S_1'}$ が求められる。この平滑化骨部画像信号 $\overline{S_1'}$ は、第7図(i)に示すようにノイズ成分および混入した軟部画像の高周波成分は低減されているものの立ち上がり部分も鈍ってしまっている。

次に重ね合わせ画像信号 S_0 から平滑化骨部画像信号 $\overline{S_1'}$ が重みづけ引き算され、軟部画像54を表わす軟部画像信号 S_2' が求められる。この

軟部画像64は第7図(h)に示すように、軟部画像47(第7図(d))よりもノイズ成分は低減されているが、平滑化骨部画像信号 $\overline{S1'}$ (第7図(i))の立ち上がり部分が鈍っている分、その部分の骨部画像の情報がノイズとして重畳されている。ただしランダムなノイズ部分およびノイズとしての骨部画像の情報はかなり小さく、したがってこの段階で一連の処理を停止し、軟部画像信号 $S2'$ を画像処理表示装置80のCRTディスプレイ32(第10図参照)に送って、この軟部画像信号 $S2'$ に基づく可視画像をCRTディスプレイに再生表示し、観察するようにしてもよい。

ただし本実施例では、上記と同様な処理をさらに繰り返し、さらに画質の改善が図られている。

軟部画像84を表わす軟部画像信号 $S2'$ を求めた後、該軟部画像信号 $S2'$ に平滑化処理58が施され、平滑化軟部画像65を表わす平滑化軟部画像信号 $\overline{S2'}$ (第7図(j))が求められる。この平滑化処理58としては、例えば1.5 サイクル/mm以上の空間周波数成分をカットする処理が施される。

ノイズおよびノイズとしての骨部画像の情報の双方ともさらに低減化された信号となる。

このようにして平滑化処理と重ね合わせ画像(原画像)との重みづけ引き算を繰り返すことにより、ノイズが順次低減化された骨部画像と軟部画像とを交互に得ることができる。

第8図は、第6図を参照して説明した実施例と実質同一の他の処理の流れを表わした図である。第6図等と同一の要素には該第6図等と同一の番号、記号を付し説明は省略する。

第8図に示す処理は、第6図に示す骨部画像62を求めるまでの処理(第1図を参照して説明した処理(但し第1図とは骨部画像と軟部画像が入れ替っている))を、第2図を参照して説明した処理(但し第2図とは骨部画像と軟部画像とが入れ替っている)に置き換えたものであって、前述したようにこれらは互いに実質同一の処理である。

尚、第8図に示した処理では最初の段階のみ、第2図を参照して説明した処理方法に置き換えたが、この置き換えは繰り返し行なわれる処理の任

意の段階について行なうことができずとも実質同一の処理であり、本発明にはこれら任意の1つもしくは複数の段階について変更された全ての実質同一の処理態様が包含されるものである。

この平滑化軟部画像信号 $\overline{S2'}$ は重ね合わせ画像信号 $S0$ から重みづけ減算処理され、骨部画像66を表わす骨部画像信号 $S1'$ が求められる。この骨部画像66は、第7図(k)に示すように、骨部画像82(第7図(g))と比べランダムノイズおよびノイズとして混入する軟部画像の情報も減少している。骨部画像を観察対象とする場合はこの骨部画像信号 $S1'$ に基づく可視画像をCRTディスプレイ32上に再生表示してもよい。

本実施例では、上記のようにして求められた骨部画像信号 $S1'$ にさらに平滑化処理54が施され平滑化骨部画像67を表わす平滑化骨部画像信号 $\overline{S1'}$ (第7図(m))が求められる。この平滑化処理54としては例えば1.0 サイクル/mm以上の低コントラスト成分のカットが行なわれる。

次に重ね合わせ画像信号 $S0$ からこの平滑化骨部画像信号 $\overline{S1'}$ が重みづけ引き算され、軟部画像信号 $S2'$ が求められる。この軟部画像信号 $S2'$ は第7図(i)に示すように、前回求めた軟部画像信号 $S2'$ (第7図(h))と比べ、ランダム

意の段階について行なうことができずとも実質同一の処理であり、本発明にはこれら任意の1つもしくは複数の段階について変更された全ての実質同一の処理態様が包含されるものである。

以上の各実施例はいずれも人体の胸部のX線画像に基づいて軟部画像もしくは骨部画像を求める例であるが、また、本発明は軟部画像もしくは骨部画像を求めるものに限られるものではなく、例えば、乳腺が強調された画像もしくは悪性腫瘍が強調された画像でもよく、一般に被写体中の互いに異なる2つの組織がそれぞれ強調もしくは抽出された2つの画像のうちの一方もしくは双方を求める際に広く適用することができるものである。

さらに、上記実施例は、蓄積性蛍光体シートを用いた例であるが、本発明は蓄積性蛍光体シートを用いたものに限られるものではなくX線フィルム(撮影に際して一般に増感スクリーンと組合わされる)等を用いたものにも適用することができる。

(発明の効果)

以上詳細に説明したように、本発明のエネルギーサブトラクション画像生成方法は、被写体中の主として第一の組織が記録された第一の画像を表わす第一の画像データを求め、この第一の画像データのノイズ成分を低減又は除去して第一の平滑化画像データを求め、原画像データからこの第一の平滑化画像データを減算処理して第二の画像データを求めるようにしたため、ノイズ成分が低減された、観察適性の優れた画像が生成される。

また第一の画像と第二の画像に対し交互に平滑化、原画像からの減算処理を繰り返すことによりノイズ成分がさらに低減化された第一の画像、第二の画像を生成することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、画像処理表示装置内で行なわれる処理の流れの一例を表わした図、

第2図は、骨部画像および骨部画像信号を処理して求めた画像の、空間周波数スペクトルを表わした図、

第3A図、第3B図は、ある画素を中心とした

所定領域内の多数の画素に対応する画像信号の出現頻度をプロットした、異なる2つのヒストグラムを表わした図、

第4図は、画像信号S1と所定領域の中心の画素の画像信号S1'との差を変数とした関数の一例を表わした図、

第5図は、画像処理表示装置内で行なわれる、第1図に示した処理と実質同一の他の処理の流れを表わした図、

第6図は、本発明の他の実施例の処理の流れを表わした図、

第7図は、第6図に示す各画像の所定の一方についてのプロファイルを模式的に表わした図、

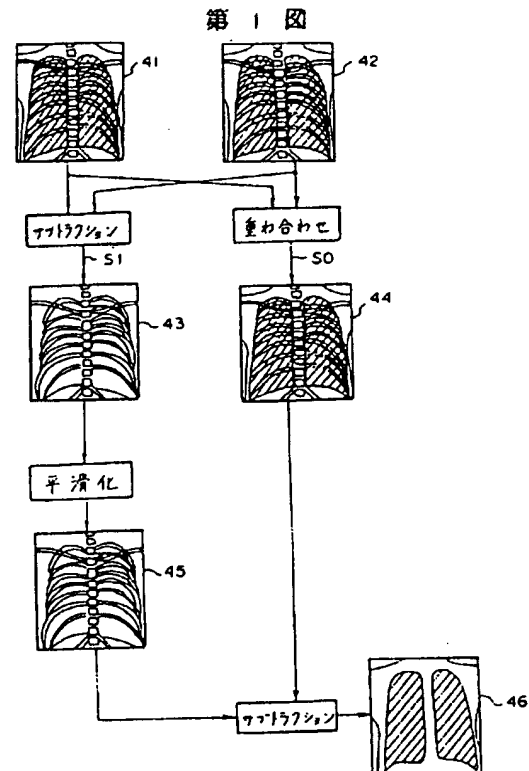
第8図は、第6図に示した処理と実質同一の他の処理の流れを表わした図、

第9図は、X線撮影装置の概略図、

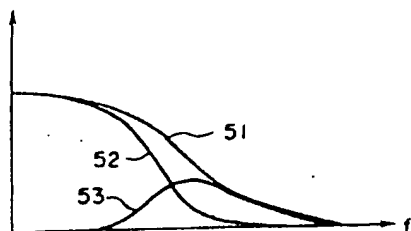
第10図は、X線画像読取装置と、本発明のエネルギーサブトラクション画像生成方法を実施した画像処理表示装置の斜視図である。

1…X線撮影装置 2…X線管

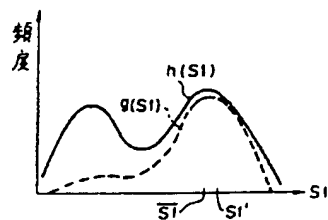
- 3, 3a, 3b, 3c…X線 4…被写体
5…第一の蓄積性蛍光体シート
6…フィルタ
7…第二の蓄積性蛍光体シート
8…マーク
15…レーザ光源 19…回転多面鏡
22…輝度発光光 23…光ガイド
24…フォトマルチプライヤ
25…ログアンプ 26…A/D変換器
30…画像処理表示装置
41, 42…X線画像(原画像)
43, 62, 66…骨部画像
44…重ね合わせ画像(原画像)
45, 63, 67…平滑化骨部画像
46, 47, 64…軟部画像 48…ノイズ画像
61, 65…平滑化軟部画像
51, 52, 53, 54…平滑化処理



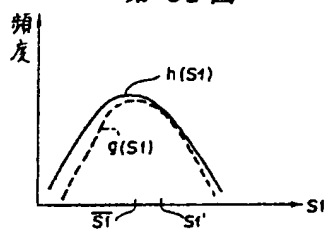
第 2 図



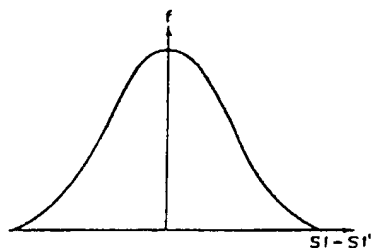
第 3A 図



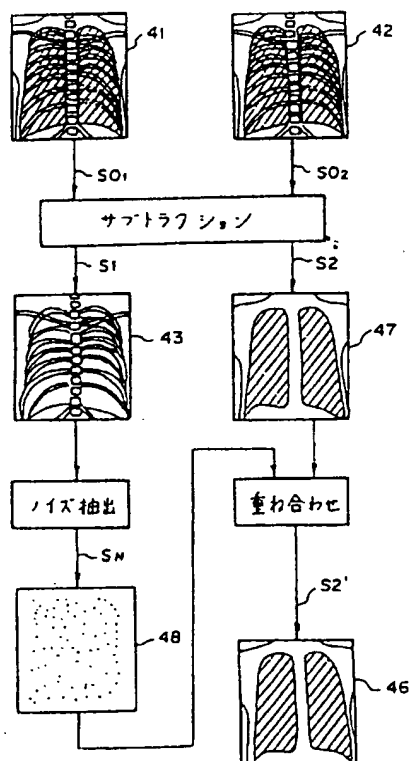
第 3B 図



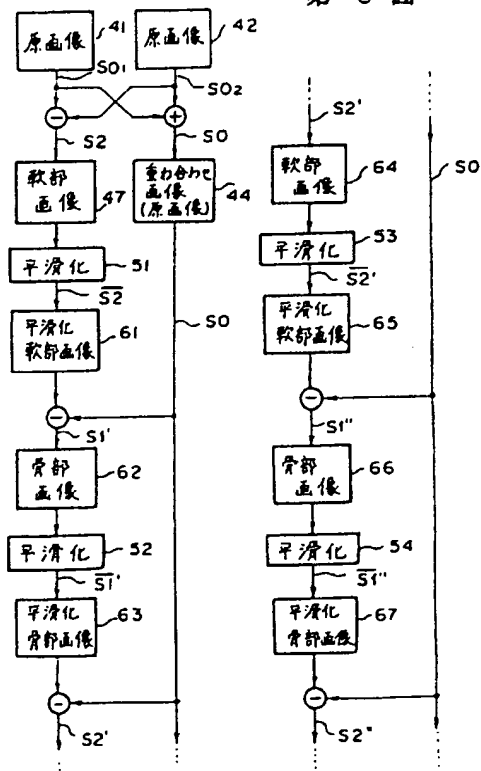
第 4 図



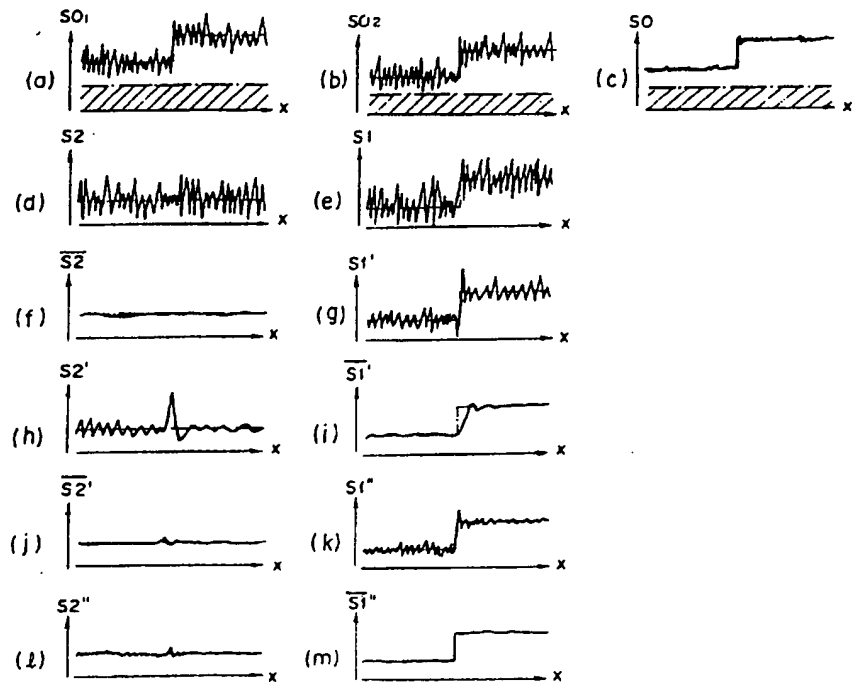
第 5 図



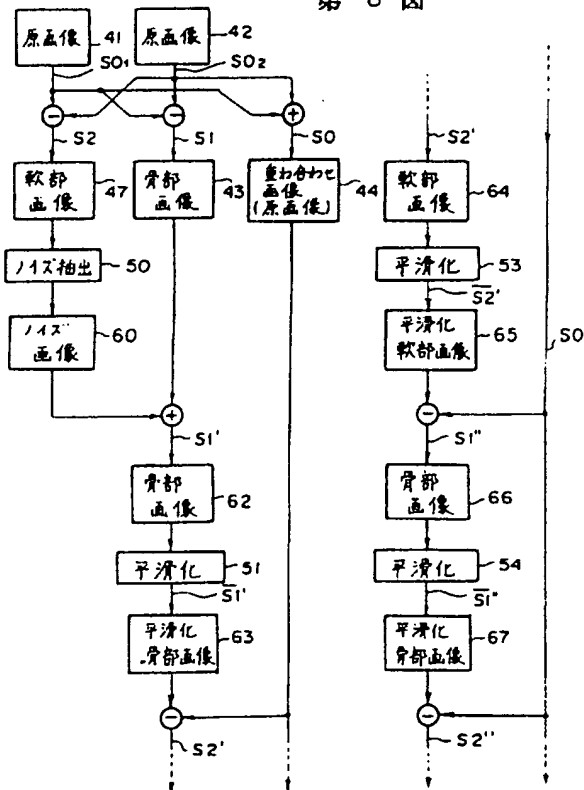
第 6 図



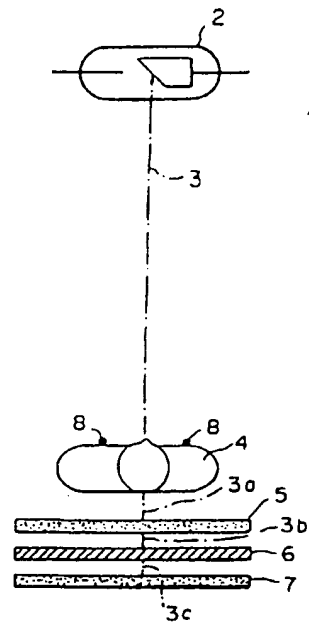
第 7 図



第 8 図



第 9 図



第 10 圖

